



11/18/03
5/24/01
PATENT
H4

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: Volker Kühnel and Andreas von Buol
Serial No.: 09/829,700
Filed: April 10, 2001
Title: "A METHOD FOR ANALYZING AN ACOUSTICAL ENVIRONMENT
AND A SYSTEM TO DO SO"
Docket No.: 33495

LETTER

Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231

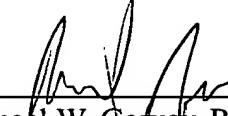
Sir/Madam:

Enclosed is a certified copy of German Patent Application; the priority of which has been claimed in the above-identified application. The \$130.00 fee for filing a foreign language Specification was paid at the time the application was filed.

Respectfully submitted,

PEARNE & GORDON LLP

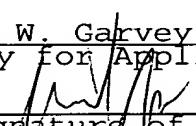
By


Michael W. Garvey, Reg. No. 35878

526 Superior Avenue East
Suite 1200
Cleveland, Ohio 44114-1484
(216) 579-1700

July 27, 2001

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Assistant Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231 on the date indicated below.

Michael W. Garvey
Name of Attorney for Applicant(s)
07-27-2001 Date 
Signature of Attorney



LTs

The Legal Translating Service

A Division of Linguistic Systems, Inc.

P.O. Box 390031 • 130 Bishop Richard Allen Drive • Cambridge, Massachusetts 02139 • Telephone 617-864-3900

Certification of Translation

COMMONWEALTH OF MASSACHUSETTS
COUNTY OF MIDDLESEX

On this day of April 24, 2001

Warner V. Heinz

of The Legal Translating Service, a division of Linguistic Systems, Inc., 130 Bishop Richard Allen Drive, Cambridge, Massachusetts 02139, being duly sworn, declared that the attached translation has been made faithfully of his own knowledge by himself and that the attached translation is a true and correct English version of the original German document, to the best of his knowledge and belief.

His qualifications as translator include familiarity with German as a native language and with English, French, and Spanish as acquired languages, and with said languages as languages of instruction and use for more than 35 years, and that he received a Bachelor of Science as well as a Masters in Business Administration from Ludwig Maximilian University in Munich, Germany and that he is employed as a freelance translator by Linguistic Systems, Inc.

Translator

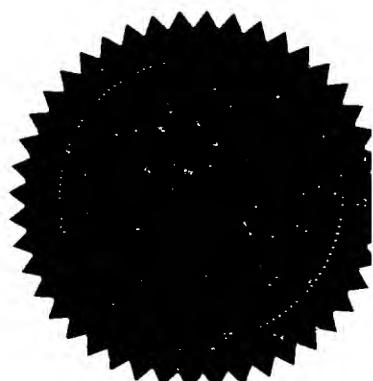
Warner V. Heinz

My commission expires March 28, 2008

Hugh McAden Oechler

Hugh McAden Oechler
Notary Public

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**



Method for Individualizing a Hearing Aid

This invention relates to a method for individualizing a hearing aid.

Successfully fitting a hearing-impaired individual with a hearing aid that is to correct for the hearing impairment is a critical factor which, among other things, determines the person's acceptance of the hearing aid. In this context it is not only the nature and degree of the hearing impairment that is of significance but there are various other factors as well, for instance the person's particular perception of loudness levels.

The disclosure document of the European patent application number EP-A2-0 661 905 describes one such method for fitting a person with a hearing aid. That earlier method addresses the correction of the damaged psycho-acoustic perception of an individual by a parameter adjustment in the hearing aid. The targeted correction uses as a reference value the statistically determined average auditory perception of persons with normal hearing.

The above-mentioned patent disclosure further indicates that a loudness scaling procedure is employed for establishing a dynamic-compression default setting in the hearing aid. This permits on an individualized basis the determination of the acquisition level in the case of inner-ear damage, and thus equally individualized compensation. Additional reference is made in this connection to the publications by Kiessling, Kollmeier and Diller titled "Outfitting and Rehabilitation with Hearing Aids" (1997, Thieme, Stuttgart, New York) and by Thomas Brand titled "Analysis and Optimization of Psychophysical Procedures in Audiology" (Oldenburg: Library and Information System

of the University, 2000 - 148 pp., Oldenburg, Diss., Univ., 1999, ISBN 3-8142-0721-1).

The loudness standard serving as a reference was established based on a group of persons with normal hearing, employing, where possible, the same procedure for determining that standard auditory function that is used in the specific individual measurements.

Various investigations have made it evident that auditory perception can differ significantly even within the loudness standard. A summary of the data established is contained in the publication by C. Elberling titled "Loudness Scaling Revisited" (J Am Acad Audiol 10, pp 248 to 260, 1999).

It is therefore the objective of this invention to introduce a method for providing settings in the hearing aid which permit an improved adaptation of hearing aids to the loudness perception of the individual.

This is accomplished by means of the procedure specified in claim 1, with subsequent claims specifying desirable implementation versions of the invention.

The advantages offered by this invention are as follows: Both the auditory perception of the individual and the statistical average auditory perception of hearing-impaired persons as a function of their loss of hearing as well as the standard auditory perception of persons with normal hearing are taken into account in defining the settings of a hearing aid, appropriately weighted on the basis of data reliability, the result being optimized target parameters for adjusting the settings of the individual's hearing aid, and thus improved hearing of the individual. In other words,

this invention has made it possible to obtain a target loudness level which is optimized for the loudness perception of the individual.

The following description explains this invention in more detail with the aid of drawings in which -

Fig. 1 is a schematic illustration of a quantification unit serving to quantify an individually perceived loudness level;

Fig. 2 indicates the loudness level perceived by a person with normal hearing and, respectively, by a person with impaired hearing, as a function of volume and at a specific frequency;

Fig. 3 shows the loudness correction as a function of the loss of hearing (HVLS/LOHL function) of a hearing-impaired person; and

Fig. 4 shows the level for loudness = 0 as a function of hearing loss (HVLO/HLLO function) for a hearing-impaired person.

As is already evident from the introductory statements, the invention provides the possibility of an individualized and consequently better adjustment of hearing aids by virtue of the fact that the hearing-aid setting takes into account deviations attributable to inaccurate measurements as well as scattered values resulting from different individual loudness perceptions, with appropriately weighted individually established parameters as well as the standard loudness perception contributing to the definition of optimal adaptation. The term "optimal adaptation" in this case refers in particular to the setting of a balanced compression pattern and of the amplification, i.e. the frequency-

dependent input/output characteristics of the hearing aid.

In terms of the compression, this is accomplished in particular by plotting the specific gradients of the individual scaling results as a function of the loss of hearing and approximating them by a specific HVLS/LOHL function, i.e. by the gradient of the loudness factor as a function of the hearing loss HV/HL. The individual HVLS/LOHL function when compared to the average hearing-impaired HVLS/LOHL function permits the determination of a factor which describes the loudness sensitivity of the individual in comparison with the standard.

In terms of the amplification, this is accomplished by plotting the specific levels L0 of the individual scaling results as a function of the hearing loss and approximating them by a specific HVL0/HLL0 factor, where the level for loudness = 0 as a function of the loss of hearing HV/HL. The individual HVL0/HLL0 factor, compared to the average HVL0/HLL0 factor of the hearing-impaired, permits the determination of an offset which describes the mean value of the difference in the abscissa of the loudness function of the individual in comparison with the standard.

The following is a step-by-step explanation of the procedure for the adaptation of a hearing aid.

First, an audiogram is prepared. For a potential wearer of a hearing aid this is done by measuring the hearing thresholds for pure sounds at different frequencies. The increments of these audible limits are expressed and plotted as hearing loss in dB for each frequency and at certain frequency intervals. The audiogram thus allows for the determination of the auditory range in which there is a hearing loss. The audiogram

also establishes data sampling points, meaning individual frequencies, at which loudness scaling is subsequently performed in the manner described next.

The loudness "L" is a psycho-acoustic variable which indicates how "loud" an acoustic signal is perceived by an individual.

In the case of natural acoustic signals which are always broad-band signals, the loudness does not necessarily match the physically transmitted energy of the signal. A psycho-acoustic analysis of the impinging acoustic signal takes place in the ear within individual frequency bands, the so-called critical bands. The loudness is determined by a band-specific processing of the signal and an inter-band superposition of the band-specific processing results, known as "loudness summation". These basic principles were described in detail by E. Zwicker in "Psychoacoustics", Springer-Verlag Berlin, academy edition, 1982.

It has been found, however, that loudness must be viewed as one of the most essential psycho-acoustic variables determining acoustic perception.

One possibility to use the loudness individually perceived in response to selected acoustic signals as a variable for further processing is offered by the method schematically illustrated in Fig. 1 and described for instance by O. Heller in "Auditory Range Audiometry Employing the Categorization Method", Psychological Articles 26, 1985, or by V. Hohmann in "Dynamics Compression for Hearing Aids, Psychoacoustical Fundamentals and Algorithms", thesis at the Univ. of Göttingen, VDI-Verlag, Series 17, No. 93, or by Thomas Brand in "Analysis and Optimization of Psychophysical Procedures in Audiology", (Oldenburg: Library and Information System

of the University, 2000 - 148 pp., Oldenburg, Diss., Univ., 1999, ISBN 3-8142-0721-1). According to that method, a person I is exposed to an acoustic signal A which can be varied in a generator 1 in terms of its spectral composition and its transmitted sound pressure level. The person I analyzes i.e. "categorizes" the acoustic signal A just heard by means of an input unit 3 within for instance eleven loudness steps or categories as illustrated in fig. 1. These steps are assigned numerical weights for instance from 0 to 10.

By means of this approach it is possible to measure or quantify the specific loudness perceived. According to this invention, the process, hereinafter referred to as loudness scaling, is performed at a minimum of one and preferably at three different frequencies or data sampling points.

In fig. 2 the loudness L, registered by category scaling per fig. 1, is expressed as a function of the mean sound pressure level in dB-SPL for a sinusoidal signal of frequency f_k . As is evident from the pattern in fig. 2, the loudness K_{kN} of the standard in the graph chosen increases in nonlinear fashion with the signal level; in a first approximation the slope for persons with normal hearing is expressed for all critical bands by the regression line indicated as N in fig. 2 with a gradient α_N in [categories per dB-SPL].

It is quite evident from this illustration that the model parameter α_N corresponds to a nonlinear amplification which for persons with normal hearing is approximately the same in each critical frequency band, whereas for hearing-impaired persons the determination must be made using α_{kT} for each frequency or frequency band.

The straight line with the gradient α_{kT} serves to approximate the nonlinear loudness function at frequency f_k by means of a regression line.

In fig. 2, L_{kT} indicates the typical pattern of loudness L_T of a hearing-impaired person at a frequency of f_k .

A comparison of the curves L_{kN} and L_{kT} shows that the curve of a hearing-impaired person displays a greater offset (L_o) relative to zero and has a steeper slope than the standard curve. The greater offset corresponds to a higher audible limit or hearing threshold; the phenomenon of the invariably steeper loudness curve is referred to as loudness "recruitment" or acquisition and reflects a higher α -parameter.

As pointed out further above, loudness scaling is performed at a minimum of one and preferably at three reference or data sampling points, i.e. at one or several different frequencies. Based on these reference values a so-called HVLS/LOHL factor is established by plotting the gradients of the loudness factor $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ as a function of hearing loss HV/HL in dB.

Fig. 3 shows an HVLS/LOHL function for a hearing-impaired person, with the individual HVLS/LOHL function, represented by the dashed line, established via three data sampling points for building a suitable model as explained below.

The following model has been found to be particularly useful in determining the gradient α as a function of hearing loss HV/HL (for hearing loss between 20 dB and 100 dB):

$$\log_{10} (\alpha) = a_a \times HV/HL + b_a \times \log(HV/HL) + VP_{\text{consta}}$$

for $20\text{dB} < \text{HV/HL} < 100\text{dB}$,

where

- α = gradient of the loudness function,
- HV/HL = hearing loss in dB,
- a_a, b_a = constant function parameter, and
- $\text{VP}_{\text{consta}}$ = the individual function parameter which adapts the HVLS/LOHL factor to the data sampling points $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$

It should be mentioned at this juncture that, having been extrapolated from several data sampling points, the individual HVLS/LOHL factor illustrated in fig. 3 shows less dispersion-related deviation than do the sampling points by themselves, thus providing a better reflection of changes in individual perception. Although it would be possible to obtain the targeted reference settings for the hearing aid already on the basis of this individual HVSL/LOHL factor, to determine the gradient α at 0 dB hearing loss by extrapolation (dotted curve in fig. 3) and to set the hearing aid accordingly, it has been found that the setting of the hearing aid can be substantially improved if data on the healthy ear are also included in the equation. According to the invention the normal loudness perception should be used as a reference for determining the individually needed compression at 0 dB hearing loss. In the process, according to the invention, the fact is taken into account that even the loudness perception of persons with normal hearing tends to vary to a more than negligible extent.

As a preferred solution for including the normal-loudness factor, a mean value is

established between the individual gradient α at 0 dB hearing loss, determined by measurements and by extrapolation, and the normal-loudness gradient, weighting the values based on their expected dispersion both for the individual gradient α at 0 dB hearing loss and for the normal-loudness gradient. Weighting the individual scaling data as a function of their respective quality and of the number of measuring points for the various scaling functions and the number of scaling operations themselves has proved to be useful. For individual scaling data of average quality at three frequencies, a weighting of the individual gradient α at 0 dB hearing loss by a factor of 2/3 and a weighting of the normal-hearing gradient α_N by a factor of 1/3 can lead to an exceedingly good adaptation of the hearing aid.

Similar to the gradient α for the loudness function, the abscissa section L_0 of the loudness factor in conjunction with the hearing loss information established in the audiogram permits the determination of an optimum band-specific amplification.

As pointed out further above, loudness scaling is performed at a minimum of one and preferably at three reference or data sampling points, i.e. at one or several different frequencies. Based on these data points the $HVL0/HLL0$ factor is established by plotting the abscissa sections for the loudness factor $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$ as a function of hearing loss HV/HL in dB.

Fig. 4 shows the $HVL0/HLL0$ factor for a hearing-impaired person with the individual $HVL0/HLL0$ function, represented by the dashed line, established via three data

sampling points for building a suitable model as explained below.

The following model has been found to be particularly useful in determining L_0 as a function of hearing loss HV/HL (for hearing loss between 20 dB and 100 dB):

$$L_0 = a_L \times HV/HL + b_L \times \log(HV/HL) + VP_{\text{constL}}$$

for $20\text{dB} < HV/HL < 100\text{dB}$,

where

- L_0 = level of loudness=0,
- HV/HL = hearing loss in dB,
- a_L , b_L = constant function parameter, and
- VP_{constL} = individual function parameter which adapts the HVL0/HLL0 function to the data sampling points L_{01} , L_{02} , L_{03} , ...

It should be mentioned at this juncture that, having been extrapolated from several data sampling points, the HVL0/HLL0 factor illustrated in fig. 4 shows less dispersion-related deviation than do the sampling points by themselves, thus providing a better reflection of changes in individual perception. Although it would be possible to obtain the targeted reference settings for the hearing aid already on the basis of this individual HVL0/HLL0 factor, to determine the level L_0 at 0 dB hearing loss by extrapolation (dotted curve in fig. 3) and to set the hearing aid accordingly, it has been found that the setting of the hearing aid can be substantially improved if, similar to the gradient α , data on the healthy ear are also included in the equation. According to the invention the standard

i.e. normal loudness perception should be used as a reference for determining the individually needed compression at 0 dB hearing loss. In the process, according to the invention, the fact is taken into account that even the loudness perception of persons with normal hearing tends to vary to a more than negligible extent.

As a preferred solution for including the normal-loudness factor, a weighted mean value is established between the individual level L_0 at 0 dB hearing loss, determined by measurements and by extrapolation, and the normal level L_0 , weighting the values based on their expected dispersion both for the individual level L_0 at 0 dB hearing loss and for the normal level L_0 . For the level L_0 as well, similar to the gradient of the loudness factor, weighting the individual scaling data as a function of their respective quality and of the number of measuring points for the various scaling functions and the number of scaling operations themselves has proved to be useful.

For individual scaling data of average quality at three frequencies, a weighting of the individual level L_0 at 0 dB hearing loss by a factor of 1/3 and a weighting of the normal-level L_0 by a factor of 2/3 can lead to an exceedingly good adaptation of the hearing aid.

Patent Claims:

1. Method for individualizing a hearing aid in adaptation to the loudness perception of the individual, said method consisting of the following:
 - Measurement and quantification by parameters of the loudness perception of the individual, weighted by a first factor;
 - Weighting of a normal loudness perception and its parameters by a second factor and use of the weighted loudness perception and its parameters for adjusting the hearing aid.
2. Method as in claim 1, whereby the compression and/or amplification is/are adjusted in the hearing aid, for which purpose the compression and, respectively, the amplification are each determined as a function of the frequency.
3. Method as in claim 2, whereby, for determining the compression, the loudness perception of the individual is quantified by means of a HVLS/LOHL factor which is determined by loudness scaling at a minimum of one frequency.
4. Method as in claim 3, characterized in that the HVLS/LOHL factor is modeled using the equation

$$\log_{10} (\alpha) = a_a \times HV/HL + b_a \times \log (HVHL) + VP_{\text{consta}}$$

where

- α = gradient of the loudness function,
- HV/HL = hearing loss in dB,
- a_a, b_a = constant function parameter, and
- VP_{consta} = the individual function parameter which adapts the HVLS/LOHL factor to the data sampling points $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$,

and that VP_{consta} is determined on the basis of a loudness scaling performed at a minimum of one frequency and preferably at three different frequencies.

5. Method as in claim 2, whereby, for determining the amplification, the loudness perception of the individual is quantified by means of an HVL0/HLL0 factor which is defined by loudness scaling at a minimum of one frequency.
6. Method as in claim 5, characterized in that the HVL0/HLL0 factor is modeled using the equation

$$L_0 = a_L \times HV/HL + b_L \times \log(HV/HL) + VP_{constL},$$

where

- L_0 = level of loudness=0,
- HV/HL = hearing loss in dB,
- a_L, b_L = constant function parameter, and
- VP_{constL} = individual function parameter which adapts the HVL0/HLL0 function to the data sampling points $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$,

and that VP_{constL} is determined on the basis of a loudness scaling performed at a minimum of one frequency and preferably at three different frequencies.

7. Method as in one or several of the claims 3 to 6, whereby the hearing loss is used for determining the frequencies at which loudness scaling is performed.
8. Method as in one or several of the preceding claims, characterized in that the value of the weighted factors depends on the assumed and/or determined accuracy of the loudness scaling data.
9. Method as in claim 8, characterized by the selection of a value of 2/3 for the first factor and of a value of 1/3 for the second factor.

Abstract:

This invention relates to a method for the individualized adaptation of a hearing aid to a person. The method consists basically of the measurement and quantification by parameters of the loudness perception of the individual, weighted by a first factor. Also weighted is a standardized normal loudness perception and its parameters by a second factor. Finally, the weighted loudness perceptions and their parameters are used for determining the optimal settings of the hearing aid for the individual concerned. The advantage of the method according to this invention lies in the fact that it permits significantly better adaptation of the hearing aid to the individual person.

(Fig. 1)

corresponding loudness category

extrem laut	=	extremely loud
sehr laut	=	very loud
laut	=	loud
mittel	=	moderate
leise	=	low
sehr leise	=	very low
unhörbar	=	inaudible
Kategorien Lautheit	=	loudness categories
Normalhörender	=	person with normal hearing
Schwerhörender	=	person with impaired hearing
Schallpegel	=	sound level

Steigung	=	gradient
Resultate aus Skalierung	=	scaling results
individuelle HVLS Funktion	=	individual LOHL factor/function
Norm-HVLS Funktion	=	standard, normal LOHL factor/function
Hörverlust	=	hearing loss
Norm-HVL0-Funktion	=	standard, normal HLLO factor/function
individuelle HVL0-Funktion	=	individual HLLO factor/function
Resultate aus Skalierung	=	scaling results
Hörverlust	=	hearing loss

Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum.

5 Ein erfolgreiches Anpassen eines Hörgerätes an ein Individuum, bei dem ein Hörschaden vorhanden ist und korrigiert werden soll, ist ein entscheidender, unter 10 anderen die Akzeptanz des Hörgerätes bildender Faktor. Dabei ist nicht nur die Art und das Ausmass des Hörschadens von Bedeutung, sondern auch eine Reihe anderer Gegebenheiten, wie zum Beispiel das persönliche, d.h. individuelle Empfinden von Lautheiten.

15 Ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätes an ein Individuum ist aus der Offenlegungsschrift der europäischen Patentanmeldung mit der Nummer EP-A2-0 661 905 bekannt. Das bekannte Verfahren bezieht sich auf die Korrektur einer individuellen, geschädigten psycho-akustischen Wahrnehmung 20 durch Einstellen von Parametern in einem Hörgerät. Dabei wird als Zielfunktion für die Korrektur die statistisch ermittelte mittlere Wahrnehmung von normalhörenden Menschen verwendet.

25 Aus der erwähnten Offenlegungsschrift ist ferner bekannt, dass zur Voreinstellung der Dynamik-Kompression im Hörgerät eine Lautheitsskalierungsprozedur durchgeführt wird. Damit kann individuell der Grad des Recruitment bei 30 Innenohrschädigung bestimmt und in der Folge eine individuelle Kompensation vorgenommen werden. Ergänzend wird diesbezüglich auf die Veröffentlichung von Kiessling, Kollmeier und Diller mit dem Titel "Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten" (1997, Thieme, Stuttgart, 35 New York) und von Thomas Brand mit dem Titel "Analysis and optimization of psychophysical procedures in audiology"

(Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem der Univ.,
2000. - 148 S Oldenburg, Diss., Univ., 1999. ISBN 3-8142-
0721-1) verwiesen.

5 Die als Zielfunktion verwendete Norm-Lautheitsfunktion wird
an einem Kollektiv normalhörender Personen bestimmt, wobei
diese Norm-Lautheitsfunktion möglichst mit der selben
Prozedur bestimmt wird wie die eigentliche individuelle
Messung.

10 Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass
insbesondere die Varianz der Norm-Lautheitsfunktion recht
gross ist. Eine Übersicht der gefundenen Daten wurde in
einem Aufsatz von C. Elberling mit dem Titel "Loudness
15 scaling revisited" (J Am Acad Audiol 10, Seiten 248 bis
260, 1999) veröffentlicht.

20 Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe
zugrunde, ein Verfahren anzugeben, bei dem Einstellungen am
Hörgerät vorgenommen werden, die eine verbesserte Anpassung
von Hörgeräten an das Lautheitsempfinden des Individuums
ermöglichen.

25 Diese Aufgabe wird durch die in Anspruch 1 angegebenen
Massnahmen gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der
Erfindung sind in weiteren Ansprüchen angegeben.

30 Die Erfindung weist die folgenden Vorteile auf: Indem
sowohl die individuelle Wahrnehmung als auch die
statistische Norm-Wahrnehmung von Schwerhörenden in
Abhängigkeit des Hörverlustes und die Norm-Wahrnehmung von
Normalhörenden bei der Bestimmung der Einstellungen eines
Hörgerätes berücksichtigt werden, und zwar gewichtet nach
35 Datenuverlässigkeit, wird eine für das Individuum optimale
Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes erhalten, womit
auch die erhaltene Hörfähigkeit des Individuums verbessert

ist. Mit anderen Worten ist es durch die Erfindung gelungen, eine optimale Ziellautheit zu erhalten, welche das individuelle Lautheitsempfinden berücksichtigt.

5 Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Zeichnungen beispielweise näher erläutert. Dabei zeigt

10 Fig. 1 schematisch, eine Quantifizierungseinheit zur Quantifizierung einer individuell wahrgenommenen Lautheit,

15 Fig. 2 in Abhängigkeit des Schallpegels, die wahrgenommene Lautheit der Norm sowie eines schwerhörenden Individuums bei einer vorgegebenen Frequenz,

20 Fig. 3 die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes (HVLS-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum und

25 Fig. 4 einen Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes (HVLO-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum.

30 Wie bereits aus den einleitenden Ausführungen hervorgeht, wird erfindungsgemäß eine individuelle und somit bessere Einstellung von Hörgeräten dadurch ermöglicht, dass sowohl Streuungen aufgrund von ungenauen Messungen als auch Streuungen aufgrund von unterschiedlichen individuellen Lautheitsempfindungen bei der Hörgeräteinstellung berücksichtigt werden, wobei sowohl die individuell ermittelten Parameter als auch das Norm-Lautheitsempfinden gewichtet werden und zur Bestimmung der optimalen Anpassung beitragen. Unter dem Begriff "optimale Anpassung" wird dabei insbesondere ein ausgewogener Verlauf für die einzustellende Kompression und die einzustellende

Verstärkung, d.h. dem Eingang-/Ausgang-Verhalten eines Hörgerätes in Abhängigkeit der Frequenz, verstanden.

5 Dies wird für die Kompression insbesondere dadurch erreicht, dass die einzelnen Steigungen der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVLS-Funktion, d.h. die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden. Aus der individuellen HVLS-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVLS-Funktion, kann ein Faktor bestimmt werden, welcher die Lautheitsempfindlichkeit des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.

10 15 Für die Verstärkung wird dies dadurch erreicht, dass die einzelnen Pegel L_0 der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVL0-Funktion, d.h. der Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden.

20 25 Aus der individuellen HVL0-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVL0-Funktion, kann ein Offset bestimmt werden, welcher den mittleren Unterschied im Abszissenabschnitt der Lautheitsfunktionen des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.

30 35 Im folgenden werden die einzelnen Verfahrensschritte zur Anpassung eines Hörgerätes erläutert.

Als erstes wird ein Audiogramm erstellt. Dies erfolgt dadurch, dass bei einem potentiellen Hörgeräteträger die Hörschwellen für reine Töne verschiedener Frequenzen gemessen werden. Die gemessenen Erhöhungen der Hörschwellen werden als Hörverlust in dB bei jeder Frequenz bzw. in gewissen Frequenzintervallen ausgedrückt und dargestellt. Mit Hilfe des Audiogramms lässt sich somit feststellen, in welchem Hörbereich ein Hörverlust vorliegt. Des weiteren

werden anhand des Audiogramms Stützstellen - d. h. einzelne Frequenzen - bestimmt, in denen in der Folge Lautheitsskalierungen in der nachstehend beschriebenen Art vorgenommen werden.

5

Die Lautheit "L" ist eine psycho-akustische Grösse, welche angibt, wie "laut" ein Individuum ein präsenteres akustisches Signal empfindet.

10 Bei natürlichen akustischen Signalen, welche immer breitbandig sind, stimmt die Lautheit nicht mit der physikalisch übertragenen Energie des Signals überein. Es erfolgt psycho-akustisch im Ohr eine Bewertung des eintreffenden akustischen Signals in einzelnen Frequenzbändern, den sogenannten kritischen Bändern. Die Lautheit ergibt sich aus einer bandspezifischen Signalverarbeitung und einer bandübergreifenden Überlagerung der bandspezifischen Verarbeitungsresultate, bekannt unter dem Begriff "Lautheitssummation". Diese Grundlagen wurden von E. Zwicker, "Psychoakustik", Springer-Verlag Berlin, Hochschultext, 1982, ausführlich beschrieben.

20

25 Es hat sich jedoch herausgestellt, dass die Lautheit als eine der wesentlichsten, die akustische Wahrnehmung bestimmenden psycho-akustischen Grössen anzusehen ist.

30 Eine Möglichkeit, die individuell empfundene Lautheit auf ausgewählte akustische Signale als weiter verwertbare Grösse überhaupt zu erfassen, ist die in Fig. 1 schematisch dargestellte, beispielsweise aus O. Heller, "Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung", Psychologische Beiträge 26, 1985, oder V. Hohmann, "Dynamikkompression für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen", Dissertation UNI Göttingen, 35 VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93, oder Thomas Brand, Analysis and optimization of psychophysical procedures in

audiology Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem
der Univ., 2000. - 148 S. Oldenburg, Diss., Univ., 1999.
ISBN 3-8142-0721-1, bekannte Methode. Dabei wird einem
Individuum I ein akustisches Signal A präsentiert, das an
5 einem Generator 1 bezüglich spektraler Zusammensetzung und
übertragenem Schalldruckpegel verstellbar ist. Das
Individuum I bewertet bzw. "kategorisiert" mittels einer
Eingabeeinheit 3 das momentan gehörte akustische Signal A
gemäss z. B. elf Lautheitsstufen bzw. -kategorien, wie in
10 Fig. 1 dargestellt. Den Stufen werden numerische Gewichte,
beispielsweise von 0 bis 10, zugeordnet.

Mit diesem Vorgehen ist es möglich, die empfundene individuelle Lautheit zu messen, d. h. zu quantifizieren. Dies
15 wird beim erfindungsgemässen Verfahren bei mindestens einer vorzugsweise bei drei unterschiedlichen Frequenzen bzw. Stützstellen vorgenommen. Diese Prozedur wird im folgenden als Lautheitsskalierung bezeichnet.

20 In Fig. 2 ist die Lautheit L , aufgenommen mit einer Kategorienskalierung nach Fig. 1, als Funktion des mittleren Schalldruckpegels in dB-SPL für ein sinusförmiges Signal der Frequenz f_k aufgetragen. Wie aus dem Verlauf in Fig. 2 ersichtlich ist, nimmt die Lautheit L_{kn} der Norm in der gewählten Darstellung nichtlinear mit dem Signalpegel zu, der Steigungsverlauf wird in erster Näherung bei Normalhörenden für alle kritischen Bänder mit der in Fig. 2 als N eingetragenen Regressionsgeraden mit der Steigung α_n in [Kategorien pro dB-SPL] wiedergegeben.

25 30 Aus dieser Darstellung ist ohne weiteres ersichtlich, dass der Modellparameter α_n einer nichtlinearen Verstärkung entspricht, für Normalhörende in jedem kritischen Frequenzband annähernd gleich, jedoch bei schwerhörenden Individuen, mit α_{kr} , bei jeder Frequenz bzw. in jedem Frequenzband zu be-

stimmen. Durch die Gerade mit der Steigung α_{ki} wird die nichtlineare Lautheitsfunktion bei der Frequenz f_k durch eine Regressionsgerade approximiert.

5 In Fig. 2 bezeichnet L_{ki} typischerweise den Verlauf der Lautheit L_i eines Schwerhörenden bei einer Frequenz f_k .

Wie aus dem Vergleich der Kurven L_{kn} und L_{ki} ersichtlich ist, weist die Kurve eines Schwerhörenden einen grösseren Offset (L_0) zum Nullpunkt auf und verläuft steiler als die Kurve der Norm. Der grössere Offset entspricht einer erhöhten Hörschwelle, das Phänomen der grundsätzlich steileren Lautheitskurve wird als Lautheit-recruitment bezeichnet und entspricht einem erhöhten α -Parameter.

15 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - solche Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser Stützstellen wird eine sogenannte HVLS-Funktion ermittelt, 20 indem die Steigungen der Lautheitsfunktion $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ in Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.

Fig. 3 zeigt eine HVLS-Funktion für ein schwerhörendes 25 Individuum, wobei die individuelle HVLS-Funktion, gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

30 Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell besonders zur Ermittlung der Steigung α als Funktion des Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB) eignet:

35
$$\log_{10}(\alpha) = a_1 \cdot HV + b_1 \cdot \log(HV) + VP_{consta}$$

für $20\text{dB} < \text{HV} < 100\text{dB}$,

wobei

5

- α : Steigung der Lautheitsfunktion,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_s, b_s : konstante Funktionsparameter und
- $\text{VP}_{\text{consta}}$: individueller Funktionsparameter, welcher die HVLS-Funktion an die Stützstellen a_1, a_2, a_3, \dots anpasst

10

ist.

15 Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in Fig. 3 dargestellte individuelle HVLS-Funktion aufgrund ihrer Berechnung aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und somit besser Veränderungen in der individuellen Wahrnehmung widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes zwar bereits 20 gestützt auf diese individuelle HVSL-Funktion erhalten, die Steigung α bei 0 dB Hörverlust durch Extrapolation ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3) und das Hörgerät 25 entsprechend einstellen. Es hat sich herausgestellt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich verbessert werden kann, wenn Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, dass das Norm-Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell 30 benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäß dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.

35 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-

Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein Mittelwert zwischen der durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust und der Norm-Lautheitssteigung gebildet wird, wobei eine Gewichtung entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und

5 zwar sowohl bei der individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust als auch bei der Norm-Lautheitssteigung, vorgenommen wird. Eine Gewichtung der individuellen Skalierdaten in Abhängigkeit sowohl der Qualität der

10 individuellen Skalierdaten, als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeföhrter Skalierungen hat sich als vorteilhaft erwiesen. Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung der

15 individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor 2/3 und einer Gewichtung der Norm-Lautheitssteigung α_N mit einem Faktor 1/3 eine äusserst gute Anpassung des Hörgerätes erreicht werden.

20 Analog zur Steigung α der Lautheitsfunktion kann aus den Abszissenabschnitten L_0 der Lautheitsfunktion in Verbindung mit dem im Audiogramm bestimmten Hörverlust eine optimale bandspezifische Verstärkung abgeleitet werden.

25 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser Stützstellen wird die HVL0-Funktion ermittelt, indem die

30 Abszissenabschnitte der Lautheitsfunktion $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$ als Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.

35 Fig. 4 zeigt eine HVL0-Funktion für ein schwerhörendes Individuum, wobei die individuelle HVL0-Funktion, gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung

einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell
5 besonders zur Ermittlung von L_0 als Funktion des
Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB)
eignet:

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{constL}$$

10 für $20\text{dB} < HV < 100\text{dB}$,

wobei

15 - L_0 : Pegel für Lautheit=0,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_L , b_L : konstante Funktionsparameter und
- VP_{constL} : individueller Funktionsparameter, welcher die
HVL0-Funktion an die Stützstellen L_{01} , L_{02} , L_{03} , ...
20 anpasst

ist.

25 Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in
Fig. 4 dargestellte HVL0-Funktion aufgrund ihrer Berechnung
aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte
Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und
somit besser Veränderungen in der individuellen Wahrnehmung
widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung
30 des Hörgerätes zwar bereits gestützt auf diese individuelle
HVL0-Funktion erhalten, den Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust
durch Extrapolation ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3)
und das Hörgerät entsprechend einstellen. Es hat sich
gezeigt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich
35 verbessert werden kann, wenn analog zur Steigung α der

Lautheitsfunktion Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, dass das Norm-Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäß dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.

5 10 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein gewichteter Mittelwert zwischen dem durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust und dem Pegel Norm- L_0 gebildet wird, wobei eine Gewichtung 15 entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und zwar sowohl beim individuellen Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust als auch beim Pegel Norm- L_0 , vorgenommen wird. Analog zur Steigung der Lautheitsfunktion hat sich auch für den Pegel L_0 eine Gewichtung der individuellen Skalierdaten in Abhängigkeit sowohl der Qualität der individuellen Skalierdaten als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeföhrter Skalierungen als vorteilhaft erwiesen.

20 25 Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung des individuellen Pegels L_0 bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor 1/3 und einer Gewichtung des Pegels Norm- L_0 mit einem Faktor 2/3 eine äusserst gute Anpassung des Hörgerätes erreicht werden.

30

Patentansprüche:

1. Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum unter Berücksichtigung von individuellem Lautheitsempfinden, wobei das Verfahren darin besteht,
 - dass das Lautheitsempfinden des Individuums ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird, wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor gewichtet werden,
 - dass ein Norm-Lautheitsempfinden bzw. dessen Parameter mit einem zweiten Faktor gewichtet werden und
 - dass die gewichteten Lautheitsempfinden bzw. deren Parameter zur Einstellung des Hörgerätes verwendet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im Hörgerät Kompression und/oder Verstärkung eingestellt werden, wobei hierzu die Kompression in Funktion der Frequenz resp. die Verstärkung in Funktion der Frequenz bestimmt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Kompression das Lautheitsempfinden des Individuums mittels HVLS-Funktion quantifiziert wird, die durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz ermittelt wird.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die HVLS-Funktion durch die Formel

$$\log_{10}(a) = a_s \cdot HV + b_s \cdot \log(HV) + VP_{consta}$$

35 modelliert wird, wobei

- α : Steigung der Lautheitsfunktion,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_s , b_s : konstante Funktionsparameter und
- 5 - VP_{consta} : individueller Funktionsparameter, welcher die HVLS-Funktion an die Stützstellen α_1 , α_2 , α_3 , ... anpasst

10 ist, und dass VP_{consta} aufgrund mindestens einer vorzugsweise aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

15 5. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Verstärkung das Lautheitsempfinden des Individuums mittels HVLO-Funktion quantifiziert wird, die durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz ermittelt wird.

20 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die HVLO-Funktion durch die Formel

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{constL}$$

25 modelliert wird, wobei

- L_0 : Pegel für Lautheit=0,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_L , b_L : konstante Funktionsparameter und
- 30 - VP_{constL} : individueller Funktionsparameter, welcher die HVLO-Funktion an die Stützstellen L_{01} , L_{02} , L_{03} , ... anpasst

35 ist, und dass VP_{constL} aufgrund mindestens einer vorzugsweise aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

7. Verfahren nach einem oder mehrerer der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Hörverlust verwendet wird, um die Frequenzen zu bestimmen, in welchen Lautheitsskalierungen durchgeführt werden.

5

8. Verfahren nach einem oder mehrerer der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse der gewichteten Faktoren von einer angenommenen und/oder ermittelten Genauigkeit der Lautheitsskalierungsdaten abhängen.

10

15 9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass für den ersten Faktor einen Wert $2/3$ und für den zweiten Faktor einen Wert $1/3$ gewählt wird.

Zusammenfassung:

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum. Das Verfahren besteht 5 zunächst darin, dass das Lautheitsempfinden des Individuums ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird, wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor gewichtet werden. Des weiteren werden ein Norm-Hörverhalten bzw. dessen Parameter mit einem zweiten Faktor gewichtet. Schliesslich 10 werden die gewichteten Hörverhalten bzw. dessen Parameter zur Bestimmung von für das Individuum optimalen Einstellungen des Hörgerätes verwendet.

Das erfindungsgemäße Verfahren weist den Vorteil auf, dass ein Hörgerät bedeutend besser an das Individuum angepasst 15 werden kann.

(Fig. 1)

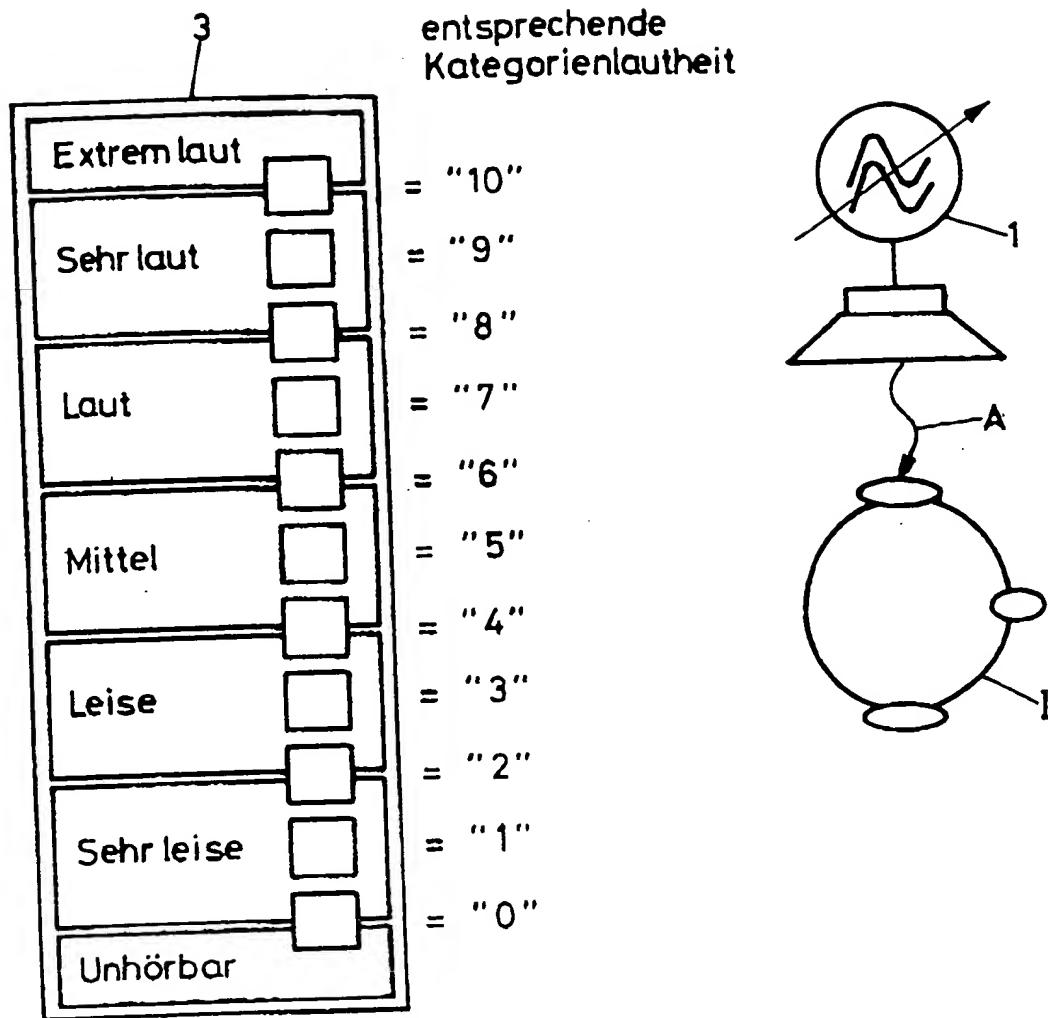
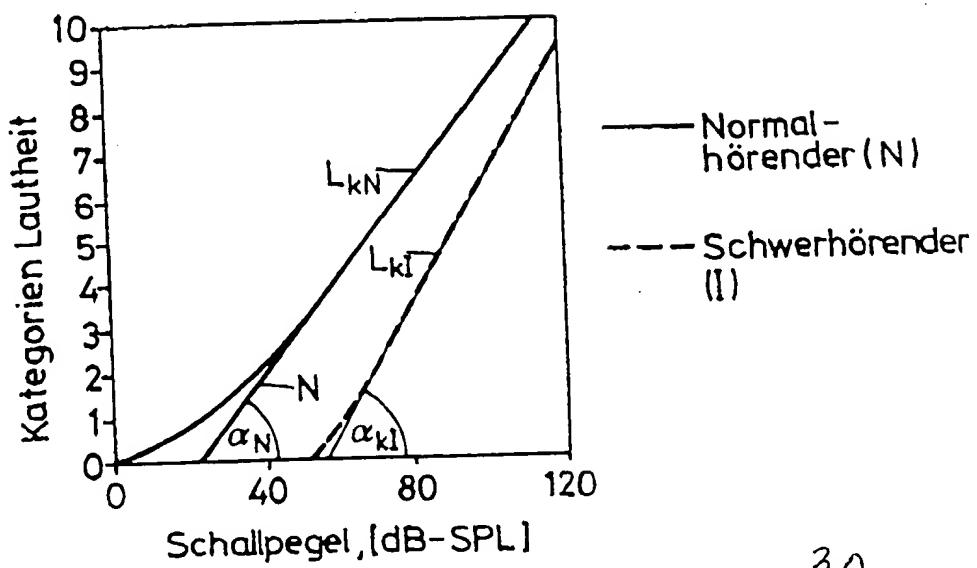


FIG.1



30

FIG.2

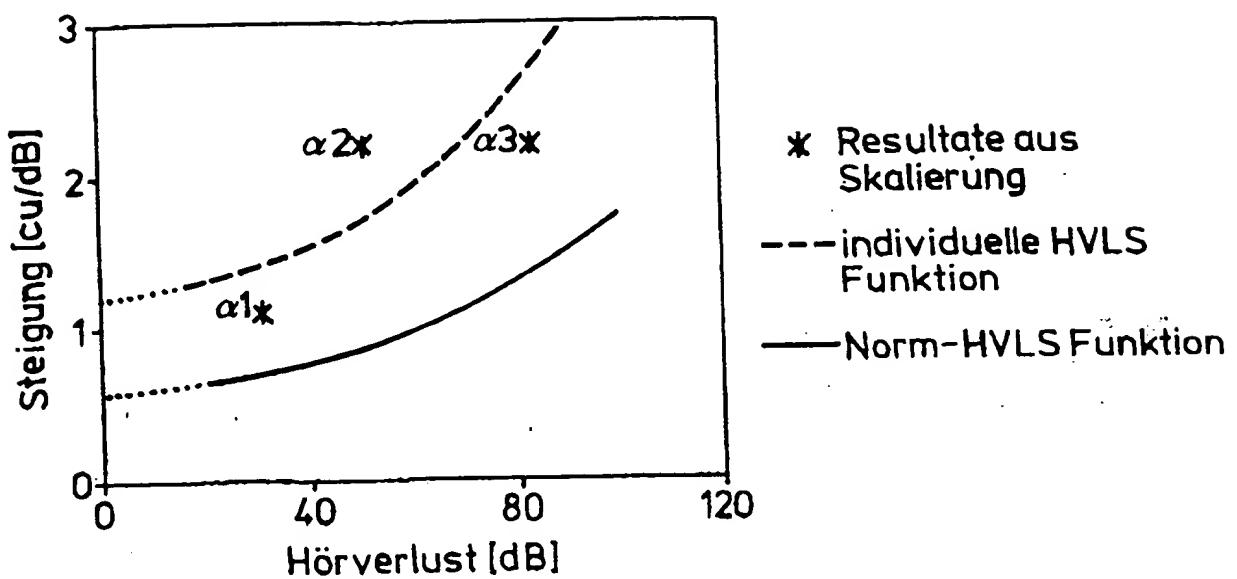


FIG.3

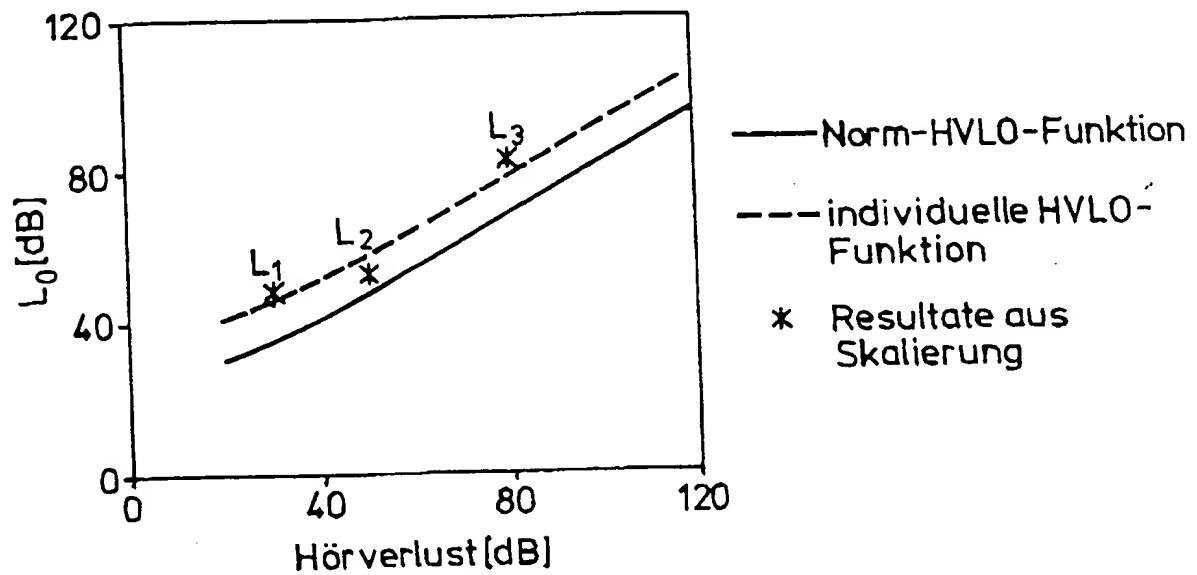


FIG.4